

*IV Международная (74 Всероссийская) научно-практическая конференция
«Актуальные вопросы современной медицинской науки и здравоохранения»*

нарушением процессов реполяризации миокарда у юных и молодых спортсменов. Результаты исследования позволяют говорить о вкладе ДСТ в формирование электрической неоднородности миокарда. Вместе с тем, для оценки роли ДСТ в патогенезе внезапной смерти при занятиях спортом молодых атлетов необходимо дальнейшее углубленное электрофизиологическое исследование сердца.

Выводы:

Дисплазия соединительной ткани у спортсменов молодого возраста модифицирует процессы реполяризации миокарда, и потенциально может стать причиной внезапной смерти атлетов при выполнении интенсивных физических нагрузок.

Список литературы:

1. Наследственные и многофакторные нарушения соединительной ткани у детей. Алгоритмы диагностики. Тактика ведения. Российские рекомендации / Аббакумова Л.Н. [и др.] // *Pediatrician (St. Petersburg)*. – 2016. – Т.7, №2. – С. 5-39. DOI: 10.17816/PED725-39.
2. Нечаева Г.И. Дисплазия соединительной ткани: сердечнососудистые изменения, современные подходы к диагностике и лечению / Г.И. Нечаева, А.И. Мартынов. – М.: Медицинское информационное агентство, 2017. – 400 с.
3. Assessment of the 12-lead ECG as a screening test for detection of cardiovascular disease in healthy general populations of young people (12–25 Years of Age). A scientific statement from the American Heart Association and the American College of Cardiology / Maron BJ. [et al.] // *Circulation*. – 2014. – Vol. 130. – P. 1303-1334. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000025.
4. Electrical and structural adaptations of the paediatric athlete's heart: a systematic review with metaanalysis / Gavin McClean [et al.] // *British Journal of Sports Medicine*. – 2017. – №0. – P. 1-12. DOI: 10.1136/bjsports-2016-097052.
5. Etiology of sudden death in sports insights from a United Kingdom regional registry / Finocchiaro G. [et al.] // *Journal of the American College of Cardiology*. – Vol. 67(18). – 2016. – P. 2108-2115. DOI:10.1016/j.jacc.2016.02.062.

УДК 53.043

**Членова А.А., Тимофеева А.В., Козлов Н.В., Лепаловский В.Н.,
Курляндская Г.В.
МНОГОСЛОЙНЫЙ ЭЛЕМЕНТ С ГИГАНТСКИМ
МАГНИТОИМПЕДАНСНЫМ ЭФФЕКТОМ: ДЕТЕКТИРОВАНИЕ
МЕТАЛЛИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА**

Институт естественных наук
Уральский федеральный университет
Екатеринбург, Российская Федерация

Multilayered element with giant magnetoimpedance effect: detection of a metal object

Chlenova A.A., Timofeeva A.V., Kozlov N.V., Lepalovskij V.N., Kurlyandskaya G.V.

Institute of natural sciences
Ural federal university
Yekaterinburg, Russian Federation
E-mail: anna.chlenova@urfu.ru

Аннотация. Многослойные структуры с гигантским магнитомипедансным эффектом (ГМИ) ввиду высокой чувствительности по отношению к внешнему магнитному полю могут быть успешно использованы для определения присутствия или положения ферромагнитных объектов. Модельный эксперимент по определению положения иглы над пленочным ГМИ элементом был поставлен в данной работе. Установлено, что в зависимости от положения иглы (параллельно и перпендикулярно длинной стороне элемента) ГМИ отношение полного импеданса может изменяться до 40%.

Annotation. Multilayered structures with a giant magnetoimpedance effect (GMI) can be successfully used to detection the presence or position of ferromagnetic objects due to the high sensitivity with respect to the external magnetic field. A model experiment of the needle position recognition above the film GMI element was set up in this work. GMI ratio of the total impedance can change up to 40% depending on the needle position (located parallel and perpendicular to the long side of the element).

Ключевые слова: магнитный импеданс, неразрушающий контроль, магнитные многослойные пленки.

Key words: magnetoimpedance, non-destructive testing, magnetic multilayered films

Введение

Биомедицинские приложения привлекают особое внимание и требуют проведения дополнительных фундаментальных и прикладных исследований [9]. Широко ведутся исследования наноматериалов, имеющих огромный потенциал применения в различных областях медицины: для адресной доставки лекарств, наноассемблеров, миниатюрных зондов, гипертермии, регенеративной медицины и др. [3,6,8]. Одной из ветвей развития данного направления является магнитное биодетектирование – определение характеристик биологического объекта по его отклику на приложенное внешнее магнитное поле [7-8]. Магнитный биосенсор представляет собой аналитическое устройство небольших размеров со встроенным физико-химическим преобразователем, чувствительным к внешним магнитным полям. Из ряда магнитных эффектов, на основе которых может функционировать

такой преобразователь, можно выделить гигантский магнитоимпедансный эффект (ГМИ), ввиду его высокой чувствительности к изменению внешнего магнитного поля, которая может достигать сотен процентов на Эрстед [1,7]. ГМИ определяется как изменение комплексного электросопротивления ферромагнитного проводника, по отношению к высокочастотному току при помещении во внешнее магнитное поле. Чувствительный элемент и детектируемый объект могут находиться на некотором расстоянии т.к. взаимодействие осуществляется посредством электромагнитного поля. Эта особенность может быть использована для определения присутствия или положения ферромагнитного объекта внутри тканей [5], без дополнительного оперативного вмешательства или дополнительной дозы рентгеновского облучения.

Цель исследования – определить оптимальные параметры для измерения положения ферромагнитного объекта (иглы) при помощи многослойной тонкопленочной структуры с гигантским магнитоимпедансным эффектом.

Материалы и методы исследования

Многослойные пленочные структуры $[\text{Cu}(3 \text{ нм})/\text{FeNi}(100 \text{ нм})]_{\times 5}/\text{Cu}(500 \text{ нм})/[\text{FeNi}(100 \text{ нм})/\text{Cu}(3 \text{ нм})]_{\times 5}$ были получены методом ионно-плазменного распыления на стеклянные подложки. В ходе напыления для создания одноосной магнитной анизотропии внешнее магнитное поле прикладывалось перпендикулярно длинной стороне элемента в виде прямоугольника $1 \times 10 \text{ (мм}^2\text{)}$, в плоскости пленочного элемента.

Измерение частотной и полевой зависимости полного электросопротивления и его действительной компоненты было выполнено с помощью измерительного комплекса на основе анализатора импеданса Agilent E4991A [2]. Пленочный элемент закреплялся на измерительной ячейке в виде линии типа «микрострейп» с помощью высокопроводящего клея, обеспечивающего электрический контакт. В катушках Гельмгольца создавалось внешнее магнитное поле H в диапазоне от -100 Э до 100 Э , в работе будет обсуждаться интервал от 0 до 100 Э . Поле было приложено вдоль длинной стороны элемента. Относительное изменение полного импеданса $\Delta Z/Z$ рассчитывалась по формуле:

$$\frac{\Delta Z}{Z} = \frac{Z(H) - Z(H_{\max})}{Z(H_{\max})} \times 100\%,$$

где $H_{\max} = 100 \text{ Э}$. Отношение для действительной части $\Delta R/R$ рассчитывалась аналогичным образом. Чувствительность образца вычислялась по формуле:

$$S = \frac{\delta(\frac{\Delta Z}{Z})}{\delta H}.$$

Результаты исследования и их обсуждение

Для определения присутствия металлической иглы (содержание железа не менее 96% [4]) методом импедансной спектроскопии на многослойный элемент сверху помещали параллелепипед из пенополиуретана повышенной жесткости

(далее - губка) в который на расстоянии 0,5 см от многослойного элемента помещали иглу параллельно и перпендикулярно длинной стороне элемента. Губка является парамагнитным диэлектриком, а также обладает малой массой, поэтому ее присутствие практически не меняет ни магнитоимпедансного соотношения полного импеданса $\Delta Z/Z$, ни его действительной части $\Delta R/R$. В присутствии иглы, расположенной внутри губки и перпендикулярно длинной стороне элемента (равноудаленно от его концов) (Рис. 1 (а)), ГМИ соотношение полного импеданса в области малых полей от -12 до 12 Э было ниже в среднем на 1%. Так, максимальное ГМИ соотношение полного импеданса составило 103 % в случае пленки или пленки с губкой на ней и 102% для системы, изображенной схематично на Рис. 1 (а) во внешнем подмагничивающем поле 7 и -7 Э на частоте 127 МГц. Это изменение может быть связано с процессом перемагничивания, который в области малых полей определяется направлением оси легкого намагничивания (ОЛН), которая в многослойной структуре направлена перпендикулярно длинной стороне пленки. Величину вклада можно связать с небольшой площадью взаимодействия многослойной структуры и иглы над ней.

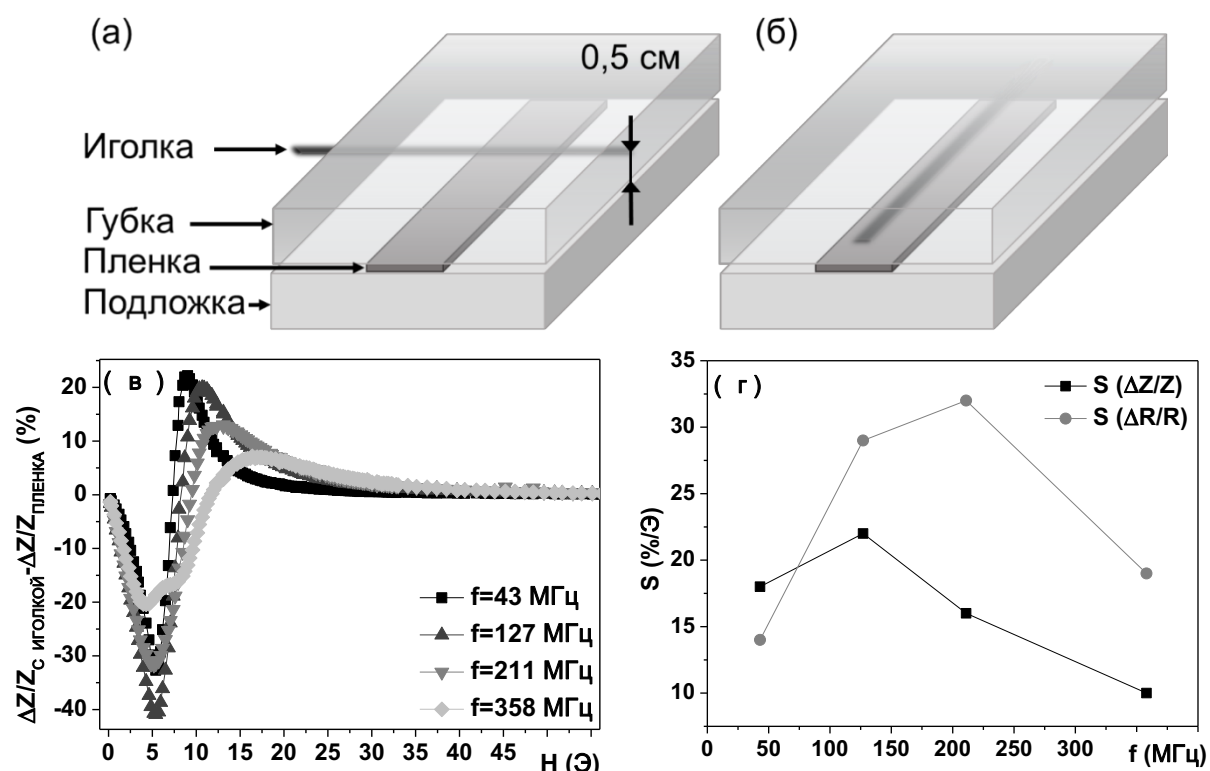


Рис. 1 – Схематичное изображение ГМИ эксперимента, игла расположена внутри губки перпендикулярно (а) и параллельно (б) длинной стороне пленочного элемента. Различие между ГМИ соотношениями в присутствии иглы, расположенной параллельно элементу, и без неё на выбранных частотах (в). Частотная зависимость чувствительности магнитоимпедансного соотношения полного импеданса и его действительной части (г).

Когда игла была расположена параллельно длинной стороне элемента (Рис. 1(б)) на полевой зависимости ГМИ соотношения полного импеданса наблюдался сдвиг в область более высоких полей (в среднем на 2 Э). Рассмотрим зависимость выражения $\Delta Z/Z_{\text{с иглой}} - \Delta Z/Z_{\text{пленки}}$ от внешнего подмагничивающего поля (Рис. 1(в)). Можно отметить, что на частоте, где наблюдался максимум ГМИ соотношения, максимальна и указанная разница. Соответственно, можно определить оптимальный режим для детектирования иглы на расстоянии 0,5 см от многослойного элемента. При анализе в положения иглы, которая расположена параллельно длинной стороне элемента во внешнем магнитном поле 5 Э, при частоте тока 127 МГц ГМИ соотношение полного импеданса $\Delta Z/Z$ будет на 40 % меньше, чем для элемента, над которым иглы нет.

Стоит отметить, что характер полевой зависимости ГМИ не изменился ни в одном из исследованных режимов измерений: многослойный элемент, элемент с губкой, элемент с губкой, в которую введена игла параллельно или перпендикулярно длинной стороне элемента. Поэтому представим зависимость чувствительности S только в одном из случаев (для многослойного элемента), имея ввиду, что для элемента с иглой, расположенной как на рисунке 1(б) характерная чувствительность наблюдалась в полях выше на 2 Э. Частотная зависимость максимальной чувствительности магнитоимпедансного соотношения полного импеданса и его действительной части представлена на рисунке 1 (г). Область частот, где чувствительность максимальна 100 – 250 МГц следует определить, как наиболее перспективную для последующих исследований по приложению ГМИ сенсора для определения наличия и положения металлического объекта над элементом.

Выводы:

1. Получены многослойные пленочные ГМИ элементы $[\text{Cu}(3 \text{ нм})/\text{FeNi}(100 \text{ нм})]_{\times 5}/\text{Cu}(500 \text{ нм})/[\text{FeNi}(100 \text{ нм})/\text{Cu}(3 \text{ нм})]_{\times 5}$ с высокой чувствительностью по отношению к внешнему магнитному полю.

2. Проведены измерения магнитного импеданса в присутствии иглы, расположенной параллельно и перпендикулярно длинной стороне элемента. Максимальное изменение магнитоимпедансного соотношения полного импеданса составило 40% в поле 5 Э при частоте 127 МГц для иглы, расположенной параллельно и 1% для иглы, расположенной перпендикулярно оси элемента.

3. Максимальная чувствительность по отношению к внешнему магнитному полю ГМИ соотношения полного импеданса и его действительной части наблюдалась в области 100 – 250 МГц. Полученные чувствительности порядка 35%/Э перспективны для последующих разработок специализированного детектора для поиска ферромагнитных объектов в живой системе.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-32-00094.

Список литературы:

1. Антонов А.С. Гигантский магнитоимпеданс в аморфных нанокристаллических мультислоях / Гадецкий С.Н., Грановский А. В. , Дьячков А. Л. , Парамонов В. П. , Перов Н. С. , Прокошин А. Ф. , Усов Н. А. , Лагарьков А. Н. // ФММ.– 1997.– Т. 83, № 6.– С. 61–71.
2. Курляндская Г.В., Де Кос Д., Волчков С.О. Магниточувствительные преобразователи для неразрушающего контроля, работающие на основе гигантского магнитоимпедансного эффекта (обзор) // Дефектоскопия.–2009.– Номер 6.–С. 13-42.
3. Шкляр Т.Ф. Особенности ультразвуковой локации суспензий наночастиц оксида алюминия в биологических среда / Шкляр Т.Ф., Дьячкова Е.П., Динисламова О.А., Сафронов А.П., Лейман Д.В., Бляхман Ф.А. // Российские Нанотехнологии. – 2013. – Т. 8, Номер 3-4. – С. 95-100.
4. ГОСТ 8030-80. Иглы для шитья вручную. Технические условия. – Введ. 1981-07-01. – М.: Изд-во стандартов, 1987. – 20 с.
5. Barandiaran J.M. Multilayer magnetoimpedance sensor for nondestructive testing / Barandiaran J.M., Kurlyandskaya G.V., De Cos D., García-Arribas A., Vas'kovskiy V.O. // Sensor Letters.– 2009.– V. 7, I. 3.– P. 374-377.
6. Magnetic Nanoparticles in Biosensing and Medicine / Editors Nicholas J. Darton, Adrian Ionescu, Justin Llandro.– Cambridge University Press, 2019.– P. 295.
7. Kurlyandskaya G.V. Giant magnetoimpedance biosensor for ferrogel detection: Model system to evaluate properties of natural tissue / Kurlyandskaya G.V., Fernández E., Safronov A.P., Svalov A.V., Beketov I., Burgoa Beitia A., García-Arribas A., Blyakhman F.A. // Appl. Phys. Lett.– 2015.– V.106.– P.193702.
8. Nakayama S. Pulse-driven magnetoimpedance sensor detection of biomagnetic fields in musculatures with spontaneous electric activity / Nakayama S., Atsuta S., Shinmi T., Uchiyama T. // Bios. Bioelectr.– 2011.– V. 27, I. 1.– P. 34-39.
9. Semirov A.V. Magnetoimpedance of cobalt-based amorphous ribbons/polymer composites / Semirov A.V., Derevyanko M.S., Bukreev D.A., Moiseev A.A., Kudryavtsev V.O., Safronov A.P. // Journal of Magnetism and Magnetic Materials. –2016. –V.415. – P.97-101.

УДК 541.64:532.77

Шабанов П.А.^{1,2}, Сафронов А.П.²

**СИНТЕЗ ГИДРОГЕЛЕЙ И ФЕРРГЕЛЕЙ ПОЛИАКРИЛАМИДА В
КАЧЕСТВЕ ПЕРСПЕКТИВНЫХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ИНЖЕНЕРИИ
ТКАНЕЙ**

¹Кафедра медицинской физики, информатики и математики
Уральский государственный медицинский университет
Екатеринбург, Российская Федерация

²Кафедра органической химии и высокомолекулярных соединений
Уральский федеральный университет